

Aus der Klinik und Poliklinik für
Hals-Nasen-Ohrenkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. M.E. Wigand

ZEITGANG VON AMPLITUDEN UND SPIKE-FOLGEFREQUENZEN
IM ELEKTROMYOGRAMM BEI FACIALISPARESEN

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Hans Georg Besler
aus Brandenburg/Havel

1976

Aus der Klinik und Poliklinik für
Hals-Nasen-Ohrenkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. M.E. Wigand

ZEITGANG VON AMPLITUDEN UND SPIKE-FOLGEFREQUENZEN
IM ELEKTROMYOGRAMM BEI FACIALISPARESEN

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Hans Georg Besler
aus Brandenburg/Havel

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs
Medizin der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. M.E. Wigand

Tag der mündlichen Prüfung: 9. Dezember 1976

Dissertationsdruck

Augsburger Druck- und Verlagshaus, Haunstetter Straße 15, 8900 Augsburg, Tel. (08 21) 57 40 41

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor
Dr. M. E. Wigand für die Überlassung des
Themas und die Unterstützung beim Abfassen
der Arbeit danken.

Mein aufrichtiger Dank gebührt den Herren
Dr. P. Bumm, Dr. H. G. Schmitt und R. Me-
derer für ihre tatkräftige Unterstützung.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I N H A L T

A	E I N L E I T U N G	1
	a) Das Elektromyogramm als diagnostisches Hilfsmittel bei Erkrankung des N. facialis	1
	b) Ansatzpunkte einer Computeranalyse von Elektromyogrammen in der Literatur	3
	c) Verfahren und Ziel der eigenen Arbeit	3
B	G R U N D L A G E N und M E T H O D I K	4
	a) Die herkömmlichen Beurteilungskriterien im EMG	4
	b) Auswahl von gespeicherten Elektromyogrammen	5
	c) Elektronische Auswertung von Zeitgängen der Spike-Folge-Frequenzen (sequentielle Spike-Rate-Analyse)	8
	d) Elektronische Auswertung von Amplitudenzeitgängen (sequentielle Analyse) zusammen mit sequentieller Spike-Rate-Analyse	13
	e) Datenaufzeichnungen und graphische Darstellungen	16
	f) Patientengut	22
C	E R G E B N I S S E	25
	a) Auswertung der Analysen von Amplitudenzeitgängen	25
	1.) für Axonotmesis	
	2.) für Neurapraxie	
	b) Auswertung der Spike-Rate-Analysen	28
	1.) für Axonotmesis	
	2.) für Neurapraxie	

c)	Vergleich der Analysen von Amplitudenzeitgängen mit denen von Spike-Folgefrequenzen	29
1.)	für Axonotmesis	
2.)	für Neurapraxie	
D	D I S K U S S I O N	34
a)	Erkenntnisse aus der Literatur	34
b)	Diskussion der eigenen Ergebnisse	36
C	Z U S A M M E N F A S S U N G	39

E I N L E I T U N G

Facialispareesen sind für die Betroffenen stets ein ernster Schicksalsschlag. Durch die Lähmung des Nervus facialis geht die Symmetrie und die harmonische Ausdrucksbewegung des Gesichtes verloren. Wesentlich einschneidender sind jedoch die Funktionsstörungen, wie die Ausschaltung des Lidreflexes, Behinderung beim Sprechen und bei der Nahrungsaufnahme. Besonders die Folgen des gestörten Lidreflexes können sehr gravierend sein (Austrocknung von Bindehaut und Hornhaut, Entzündung als Folge).

Die Behandlung von Facialislähmungen ist daher eine verantwortungsvolle Aufgabe. Besondere Schwierigkeiten bereitet noch immer ihre Feindiagnostik, insbesondere die Früherkennung von degenerativen Lähmungen. Um rechtzeitig, d.h. so früh wie möglich die Indikation zu operativen Eingriffen stellen zu können, ist eine möglichst umgehende und genaue Feststellung des Lähmungstyps nötig.

Eine besondere Bedeutung kommt hierbei dem Elektromyogramm (EMG) als diagnostischem Hilfsmittel zu. Die Elektromyographie liefert nähere Auskünfte u.a. über den Schweregrad, den evtl. degenerativen Charakter der Lähmung und über ihre Rückbildungstendenz, vor allem kann sie auch während der Behandlungsphase zur Verlaufskontrolle angewendet werden. Dabei fallen viele elektrophysiologische Daten an.

Das Elektromyogramm - mit der Möglichkeit, die verschiedenen Gesichtsmuskeln isoliert und simultan zu testen - liefert die sichersten Aufschlüsse über den aktuellen Lähmungszustand der Facialis-muskulatur. Vor allem läßt sich die eingetretene Degeneration von Nervenfasern eindeutig sicht- und hörbar machen. Beweisende "Denervierungszeichen" sind z.B.

1. Fibrillationspotentiale, das sind pathologische Spontanaktivitäten mit einer Dauer von 1 bis 2 msec. und

2. "positive scharfe Wellen". Wenn nach einer Entnervung neben den Fibrillationen polyphasische motorische Aktionspotentiale auftreten, so ist hieraus zu folgern, daß die Regeneration eingesetzt hat. Diese Aktionspotentiale sind teilweise 2 bis 3 Monate vor Rückkehr der sichtbaren Willkürmotorik zu finden.

In der herkömmlichen Beurteilung von Elektromyogrammen wurden die registrierten Aktionspotentiale häufig mit Zirkel und Lineal ausgemessen und bestimmte Feststellungen aufgrund einer subjektiven "Erfahrung" getroffen. Ein direktes Auszählen von Potentialen, Entladungsfrequenzen und Amplituden ist sehr mühsam und hat enorme Fehlerquellen. Bei gleichzeitiger Innervation verschiedener motorischer Einheiten während stärkerer Kontraktionen sind einzelne Aktionspotentiale kaum noch zu erkennen. Die Potentiale bilden ein Interferenzmuster, in dem Einzelspannungen untergehen.

Mit der herkömmlichen optischen Auswertung von Elektromyogrammen konnten methodische Schwächen zu wenig berücksichtigt werden. Erstens wird die irreversible Schädigung von Nervenfasern erst 7-10 Tage nach Beginn der Degeneration signalisiert - zu spät um eine Soforttherapie zu starten -; und zweitens fehlt es an einer übersichtlichen Darstellung des Schädigungsmusters für die Tausende von Einzelfasern, die ja nicht alle gleichmäßig erkrankt sind.

Es lag daher nahe zu versuchen, mit Hilfe der elektronischen Signalanalyse zur raschen und übersichtlichen Darstellung von pathologischen Parametern im EMG zu kommen. Es sollte überprüft werden, ob elektronisch herausgearbeitete statistische Verteilungsmuster vielleicht repräsentativ für bestimmte Lähmungszustände oder Verlaufsformen sein können.

In der Literatur ist die Computeranalyse des EMG bisher nur in geringem Umfang behandelt worden; als Ansätze kann man die Fourier-Analyse von Interferenzmustern betrachten (Cenkovich & Gersten, 1963; Kaiser & Petersen, 1963), ferner den Versuch einer objektiven Registrierung von Fibrillationspotentialen durch einen Impulszähler (Skorpil & Zverina, 1963), die Methode von Koepchen und Heinich (1964) zur fortlaufenden Registrierung von Aktionspotentialen und Aktionspotential-Frequenzen mit mechanischen Direktschreibern sowie ältere Integratorschaltungen zur direkten Aufzeichnung von elektrischer Aktivität im EMG (Delhez et al., 1964). Besonders hervorzuheben sind an dieser Stelle die verschiedenen Arbeiten zum Thema "Computer - Analyse von Facialis - Elektromyogrammen" von Wiggand, Bumm und Spreng. Diese Gruppe hat sich mehrfach mit diesem Themenkomplex auseinandergesetzt.

In der vorliegenden Dissertation wird versucht, abzuklären, ob speziell die sequentielle Darstellung von 1.) Amplituden und 2.) Spike-Rate-Folgefrequenzen (Spike-Rates) möglich ist.

Zu 1.) Es sollten die Schwankungen der Durchschnittsspannungen des EMG über eine festgelegte Zeit der Willkürbewegung gemessen werden.

Zu 2.) Es sollte analysiert werden, wie viele Amplitudenmaxima pro Sekunde einen von Fall zu Fall speziell einzustellenden Schwellenwert (Level) übertreffen und der Zeitgang dieser Folgefrequenzen sollte während einer Dauerkontraktion registriert werden.

Das hier angewendete Verfahren hat letztlich das Ziel, das pathologische Zustandsbild einer Lähmung präziser erfassen zu können, um damit evtl. auch zuverlässige Hinweise für die frühzeitige Indikation zum operativen Eingriff bei degenerativen Lähmungsformen zu gewinnen.

GRUNDLAGEN und METHODIK

Dem besseren Verständnis der Arbeit mögen hier zuerst einige Fakten und Daten über Elektromyogramme dienen.

Die elektrische O-Linie ist bei Ableitung vom gesunden Muskel im Zustand der Ruhe zu erkennen. Bei stärkerer Innervation treten Interferenzmuster auf, die Abweichungen aus dieser O-Linie erkennen lassen.

Physiologisch sind bei gesunden Nerven Aktionspotentiale als Folge von Willkürinnervation zu erkennen. Die Potentiale bilden ein Interferenzmuster und sind der elektrische Ausdruck der Tätigkeit von motorischen Einheiten. Je stärker nun die Muskulatur kontrahiert wird, desto mehr Potentiale treten auf. Bei Aktivität einer motorischen Einheit wurden von Marinacci für die Facialismuskulatur folgende Normwerte gemessen:

Frequenz:	1-6 Spikes/sec.
Amplituden:	100-3000 μ V
Potentialdauer:	5-10 msec.

Diese Werte wurden bei Ableitungen mit Nadelelektroden erzielt. Bei peripheren Lähmungen ist die Potentialdauer pathologisch verlängert.

Beim Einstich der Elektroden ist die sog. Einstichaktivität zu erkennen. Diese Einstichaktivität ist ebenfalls bei einer Veränderung der Nadellage zu erkennen. Einstichaktivität besteht aus einer sehr kurz (<1 sec.) anhaltenden Folge von niedrigvoltigen Entladungen. Bei peripheren Lähmungen ist sie verlängert oder kann sogar in pathologische Spontandaueraktivität übergehen (Kunze, Wigand et al.).

Die physiologische Einstichaktivität ähnelt einer pathologischen Spontanaktivität, der sog. Fibrillation. Die Fibrillation ist ein Denervierungszeichen, das autonom

von den motorischen Endplatten ausgeht, sie entspricht der Spontanentladung von einzelnen Muskelfasern. Die bei pathologischen Spontanaktivitäten auftretenden Werte sind folgende:

Frequenz:	2-20 Spikes/sec.
Amplituden:	10-100 μ V
Potentialdauer:	1-2 msec.

Es wird in der Literatur immer wieder auf Fibrillationen als ein Denervierungszeichen hingewiesen (Buchthal, Drechsler, Kunze, Marinacci, Miehle, Schaltenbrand, Struppler, Wigand et al.).

Bei länger anhaltender Willküraktivität der mimischen Muskulatur scheint eine Ermüdung aufzutreten, die sich im EMG durch geringere Amplitudengrößen und geringere Spike-Folgefrequenzen bemerkbar macht (Buchthal, Drechsler, Wigand et al.).

Die Entladungsfrequenz der Fibrillationspotentiale nimmt bei Regeneration zu, mit weiter andauernder Heilung gehen die Spontanaktivitäten zurück. Wenn neben Fibrillationen wieder normale Aktionspotentiale erscheinen, so ist dies als ein positives Zeichen zu werten (Miehle). Dadurch kann man die Reinnervation im EMG früher erkennen als im klinischen Bild (Jansen). Außerdem ist an dieser Stelle noch erwähnenswert, daß die Amplitude im EMG stark abhängig ist von der Lage der Elektroden (Schaltenbrand).

Zur Aufzeichnung von Elektromyogrammen kann man Oberflächen- und Nadelelektroden verwenden. Die für diese Arbeit verwendeten Elektromyogramme wurden mittels bipolarer, konzentrischer Nadelelektroden aufgenommen. Die zu analysierenden EMG-Aufzeichnungen stammten von Patienten mit einseitigen peripheren Facialisparesen. Es handelte sich um Ableitungen aus der gelähmten und nichtgelähmten Gesichtsmuskulatur, die auf Magnetband gespeichert waren. Eine auszuwertende Bandstelle enthielt in simultaner 4-kanaliger Aufzeichnung:

1. eine Ableitung aus der gesunden Gesichtshälfte, zu-
meist mit Nadeleinstich in den M.orbicularis oris oder
den M.zygomaticus,
2. eine Ableitung aus der Kinn- bzw. Unterlippenmuskula-
tur der gelähmten Seite (in der Registrierung als "UL
paretisch" gekennzeichnet),
3. eine Ableitung aus der Oberlippenmuskulatur der gelähm-
ten Seite (in der Registrierung als "OL paretisch" ge-
ennzeichnet),
4. eine Ableitung aus dem M.frontalis der gelähmten Seite.
Diese Ableitung konnte wegen zu kleiner Amplituden und
zu geringer Aktivität jedoch für die elektronische Ana-
lyse nicht herangezogen werden.

Zur Verdeutlichung für den Leser folgen nun Abbilder von Elektromyogrammen, wie sie auf dem Bildschirm eines Oszil-
loscoops zu sehen waren. Die eingeblendeten Faktoren geben
dabei die entsprechende Verstärkung und die Zeitachse an.
Die bedürfen hier jedoch keiner näheren Erklärung, da die
hierfür notwendige Skaleneinteilung des Bildschirms auf
den Abbildungen nicht zu erkennen ist.

Im allgemeinen wurden die Ableitungen der gesunden Seite
100 mal, die der paretischen Seiten 1000 mal verstärkt auf
dem Band aufgezeichnet (z.B. Abb. 2).

Aus dem dieser Arbeit zur Verfügung stehenden Bandmaterial
konnte man den Eindruck gewinnen, daß der Zeitgang der
Amplituden und Spike-Folgefrequenzen abhängig ist vom
Krankheitsbild und Krankheitsverlauf. Deshalb wurden in
dieser Arbeit Elektromyogramme nach zwei speziellen Ge-
sichtspunkten analysiert:

1. Amplitude sequentiell
2. Spike-Rate sequentiell

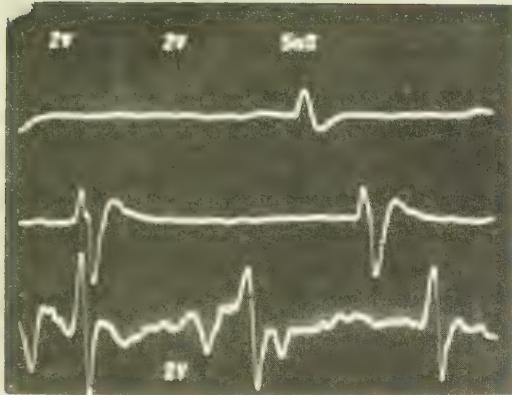


Abb. 1

EMG der Facialismuskulatur auf dem
Bildschirm eines Oszilloscops

Von oben nach unten: OL paretisch
UL paretisch
gesunde Seite

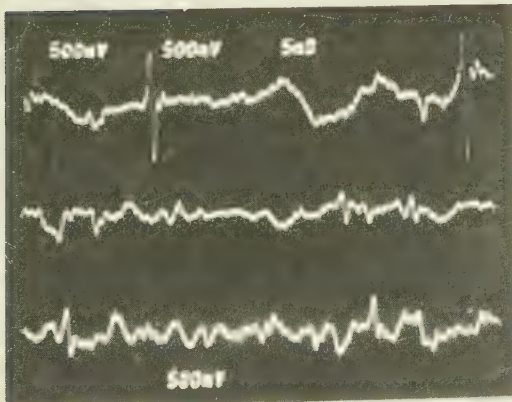


Abb. 2

EMG der Facialismuskulatur auf dem
Bildschirm eines Oszilloscops

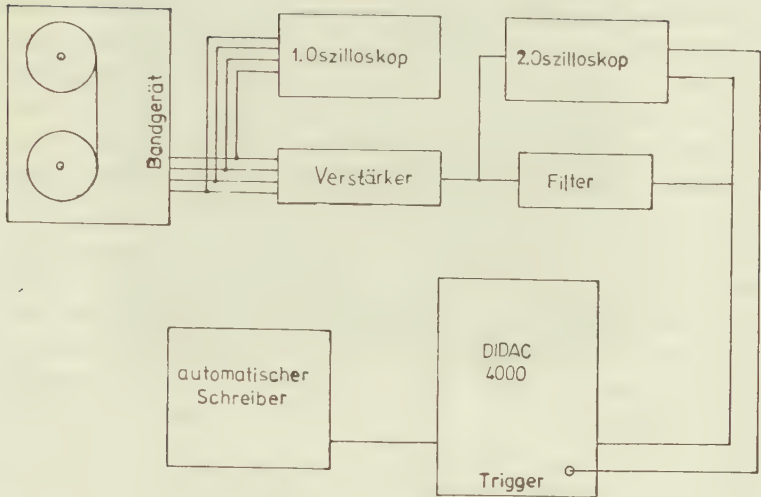
Von oben nach unten: OL paretisch
UL paretisch
gesunde Seite

Zu 1.: Es sollten die Schwankungen der Durchschnittsspannungen des EMG über eine bestimmte Zeit gemessen werden, dazu wurde fortlaufend die Durchschnittsspannung während einer Sekunde gemessen, weil sich daraus gut zu überblickende Messpunkte ergaben. Diese Messungen wurden jeweils über 30 sec. durchgeführt und graphisch dargestellt.

Zu 2.: Es sollte analysiert werden, wie viele Amplitudenmaxima pro Sekunde einen von Fall zu Fall speziell einzustellenden Schwellenwert (Level) übertreffen. Diese Messung von Potentialspitzen pro Sekunde (Spike-Rate) wurde ebenfalls für die Dauer von genau 30 aufeinanderfolgenden Sekunden durchgeführt und graphisch dargestellt.

Die Dauer von 30 sec. pro Analyse wurde deswegen gewählt, weil auf dem vorliegenden Bandmaterial die Stellen von Willkürmotorik der Facialismuskulatur bei einigen Patienten zum Teil nicht wesentlich länger als 30 sec. dauerten. Voraussetzung war jedoch, daß es sich um willkürmotorische Daueraktivität handelte und diese ohne Unterbrechung aufgezeichnet wurde. Eine Analysendauer von mehr als 30 sec. war nicht möglich, da kürzere Bandstücke nicht zusammenschneiden waren. Aus diesem Grunde mußten Bandstellen ausgewählt werden, die lang genug für eine Analyse und frei von Schaltartefakten waren. Bei einer Analysendauer von 30 sec. konnten diese Bedingungen gerade noch erfüllt werden.

Zunächst wurde versucht, die Analyse der Spike-Rate mit einem Signalanalysator durchzuführen. Es stand ein Gerät DIDAC 4000 der Firma INTERTECHNIQUE zur Verfügung. Eine genaue Beschreibung ist in der Dissertation von H.J. Heil zu finden, die technischen Details können daher für diese Arbeit außer Betracht bleiben. Folgende Schaltung wurde gewählt (Blockschema):



Blockschema 1: Erklärung siehe Text

Als Bandgerät stand ein Gerät der Firma HONEYWELL zur Verfügung. Auf dem 1. Oszilloscop wurden 4 Kurven vom Band projiziert. Dadurch war zu erkennen, welche Bandaufzeichnung für eine Analyse geeignet war. Aufzeichnungen mit zu geringen Potentialdifferenzen waren ungeeignet. Geeignete Aufnahmen konnten von dort abgegriffen werden. Vor Einspeisung in den Rechner mußten die vom Band kommenden Potentiale verstärkt werden, um die Aussteuerungsbedingungen zu erfüllen. Außerdem war eine Filterung aus zwei Gründen notwendig:

1. Um weitgehend das Grundrauschen des Bandgerätes wegzufiltern und dadurch mögliche Ungenauigkeiten so gering wie möglich zu halten.
2. Um zu hohe Frequenzen wegzufiltern, welche die Analysenoperation des Rechners gestört hätten.

Im Laufe der Versuche hat es sich gezeigt, daß bei aktiver Willkürmotorik nur selten Frequenzen außerhalb des Bereiches zwischen 80-1000 Hz auftraten, sodaß sämtliche Signale außerhalb dieses Bereiches weggefiltert werden durften. Auf einem zweiten Oszilloscop wurde die zu analysierende Kurve nochmals dargestellt, zusammen mit den Triggerpunkten. Die Triggerung wurde manuell am Signalanalyator vorgenommen. Unter Triggern versteht man die Auslösung eines elektronischen Arbeitsvorganges, wodurch erreicht wird, daß nur ganz bestimmte, wichtige Potentialhöhen (Level) aus dem Interferenzmuster zur Analyse herangezogen werden. Im speziellen Fall sollten zur Analyse möglichst nur die positiven Spikes herangezogen werden. Mittels der Triggerung in einer vorbestimmten Potentialhöhe konnten der Beginn und das Ende der Analysenzeit so eingestellt werden, daß nur echte Aktionspotentialspitzen, nicht aber artefizielle Potentiale des Grundrauschens analysiert wurden. Da die maximal erreichten Spannungen individuell verschieden waren, mußte dieser Level bei verschiedenen Patienten nach Bedarf zu verstellen sein. Um vergleichbare Level-Einstellungen zu haben, wurde festgelegt, daß die Triggerschwelle in Höhe von etwa $2/3$ der Maximalamplituden verlaufen sollte.

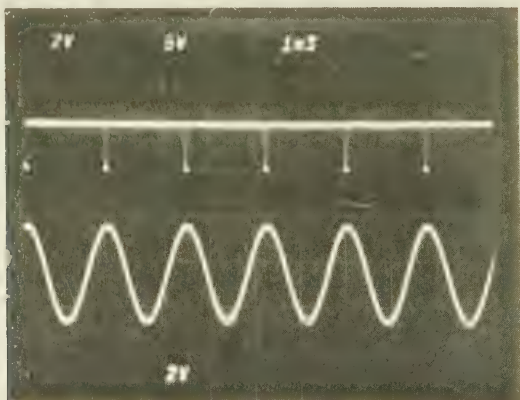


Abb. 3: Eichkurve mit Triggerpunkten

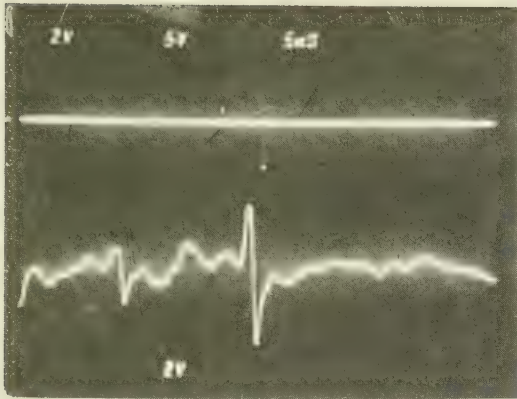


Abb. 4
Einstellung des Triggers auf einen hohen Schwellenwert (Diskriminator-Level)

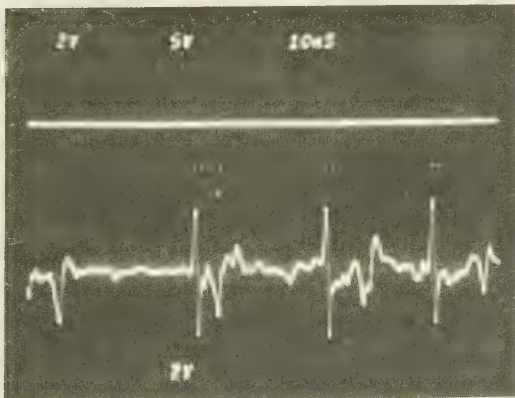


Abb. 5
Einstellung des Triggers auf einen niedrigeren Schwellenwert als in Abb. 4. Zusätzlich lösen die hohen negativen Spitzen einen unerwünschten Triggerimpuls aus.

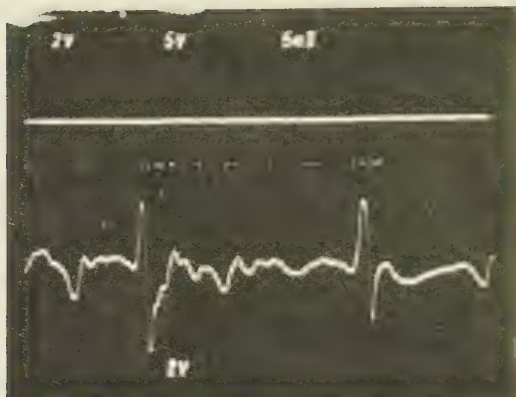
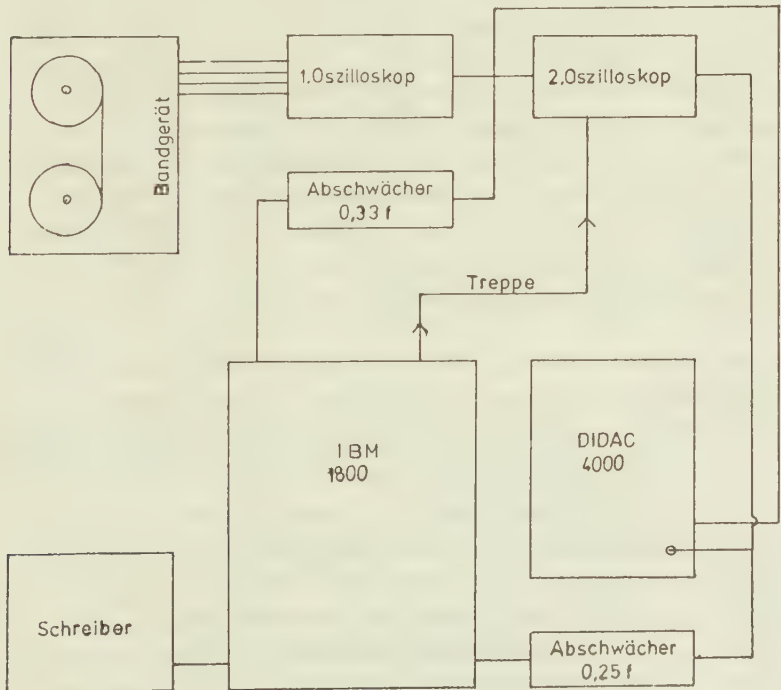


Abb. 6
Einstellung des Triggers auf einen zu niedrigen Schwellenwert (Level). Auch kleinste Potential-Schwankungen lösen unerwünschte Zählimpulse aus.

Abb. 3 zeigt zur Verdeutlichung des Prinzips eine Sinuskurve mit Triggerpunkten. Man sieht über jedem Maximum einen Triggerpunkt, d.h. sämtliche so gekennzeichneten Maxima werden in die Analyse mit einbezogen. Auf den nächsten drei Abbildungen wird anhand des EMG gezeigt, wie unterschiedlich die Triggerung arbeitet, je nachdem, ob die Diskriminatorschwelle zu hoch oder zu niedrig eingestellt wurde. In der Abb. 4 erkennt man, daß die Schwelle sehr hoch eingestellt ist; es wird nur daß größte Maximum erfaßt. In Abb. 5 ist die Schwelle etwas herabgesetzt. Es werden jetzt sämtliche stärkeren Ausschläge erfaßt. Bei einer Level-einstellung wie in diesem Bild wird die zur Auswertung nötige Anzahl von Werten erreicht, bei einem Level entsprechend Abb. 4 wären es zu wenig Werte. Zuviel Werte würden bei einem Level entsprechend Abb. 6 ausgewertet. Man sieht deutlich eine Häufung der Triggerpunkte, die Schwelle liegt jetzt zu tief.

Es stellte sich im Laufe der Untersuchung außerdem heraus, daß durch die Triggerung noch andere Schwierigkeiten auftraten, die später beschrieben werden.

Mit der beschriebenen Versuchsanordnung war es nicht möglich, die sequentielle Analyse von Amplituden fehlerfrei durchzuführen. Das Gerät DIDAC 400 war nicht in der Lage, fortlaufend Mittelwerte zu bilden, es konnte lediglich sämtliche in einer Zeiteinheit auftretenden Potentiale addieren, jedoch daraus keinen Mittelwert bilden. Um die gewünschten Analysen durchzuführen, mußte daher ein Prozessorrechner eingeschaltet werden. Es wurde dazu der in der Kopfklinik Würzburg stehende Computer IBM 1800 verwendet. Nun ergab sich folgende Versuchsanordnung:



Blockschema 2

Die Programmierung des Gerätes IBM 1800 wurde dankenswerterweise von den Herren H.G. Schmitt und R. Mederer vorgenommen.

Mit dieser Schaltung war eine Auswertung von Zeitgängen der Amplituden und Spike-Folgefrequenzen gleichzeitig durchzuführen, sodaß die im Blockschema 1 dargestellte Schaltung zur endgültigen Analyse nicht mehr benötigt wurde, weil der Computer IBM 1800 so programmiert werden konnte, daß neben der Analyse der Amplituden auch noch einmal die sequentielle Feststellung von Spike-Frequenzen zur gleichen Zeit erfolgen konnte. Die graphische Darstellung zur Amplitudenanalyse wurde mit ausgedruckt, während die graphische Darstellung zum Spike-Rate Programm von Hand angefertigt werden mußte. Für den Rechner IBM 1800 mußten die Spannungswerte abgeschwächt werden. Es konnte genau ermittelt werden, wann 30 sec. einer Analyse abgelaufen waren. Anschließend konnte der Level erniedrigt werden. Dadurch erhielt der Rechner mehr Signale, um die restlichen nicht benötigten Kanäle schneller zu füllen. Der Rechner beendete einen Rechengang erst, wenn alle Kanäle gefüllt waren, berücksichtigt wurden jedoch nur die Werte der ersten 30 sec. Das Gerät DIDAC 4000 wurde benötigt, um die Diskriminatorschwelle einzustellen, was mit dem Computer IBM 1800 nicht möglich war.

Die Ergebnisse, die mit dem zum Prozeßrechner gehörenden automatischen Schreiber ausgedruckt wurden, hatten folgendes Aussehen. Die einzelnen Symbole bedeuteten:

N:	Anzahl der Spikes/sec.
XQ:	Mittelwert der erreichten Spannung
SD:	Standardabweichung der Spannung
VMIN:	kleinste gemessene Spannung
S1MIN:	Mittelwert minus Standardabweichung
S1MAX:	Mittelwert plus Standardabweichung
VMAX:	größte gemessene Spannung

N	XQ	SD	VMIN	S1MIN	S1MAX	VMAX
18	-0.021	0.031	-0.091	-0.053	0.009	0.042
14	-0.025	0.043	-0.086	-0.069	0.017	0.072
21	-0.008	0.047	-0.108	-0.056	0.039	0.108
11	-0.018	0.051	-0.086	-0.069	0.033	0.076
13	-0.041	0.068	-0.145	-0.110	0.026	0.095
25	-0.003	0.057	-0.108	-0.060	0.054	0.120
22	-0.010	0.045	-0.115	-0.056	0.034	0.091
14	-0.030	0.047	-0.145	-0.077	0.016	0.069
9	0.005	0.053	-0.054	-0.048	0.058	0.089
8	-0.016	0.056	-0.098	-0.072	0.039	0.098
16	0.010	0.059	-0.074	-0.048	0.070	0.103
16	-0.020	0.067	-0.133	-0.088	0.047	0.089
8	-0.010	0.061	-0.084	-0.071	0.051	0.111
4	0.010	0.039	-0.015	-0.028	0.050	0.069
13	0.025	0.111	-0.198	-0.086	0.137	0.150
33	0.027	0.092	-0.223	-0.065	0.119	0.179
16	-0.053	0.090	-0.245	-0.143	0.037	0.181
13	-0.036	0.091	-0.225	-0.127	0.055	0.177
43	0.003	0.086	-0.211	-0.082	0.089	0.181
27	0.064	0.068	-0.006	-0.004	0.132	0.194
25	0.043	0.095	-0.250	-0.051	0.139	0.213
30	0.041	0.107	-0.240	-0.065	0.148	0.216
18	0.004	0.106	-0.242	-0.102	0.111	0.179
13	-0.022	0.121	-0.228	-0.143	0.099	0.130
26	0.018	0.094	-0.216	-0.076	0.112	0.196
4	-0.010	0.074	-0.091	-0.085	0.064	0.089
5	0.000	0.059	-0.091	-0.059	0.059	0.067
3	-0.014	0.013	-0.025	-0.028	-0.000	0.001
8	0.019	0.038	-0.010	-0.018	0.057	0.108
3	0.063	0.073	0.013	-0.009	0.136	0.147

FUER PLOT, DATSW 1 EIN

Abb. 7

Beispiel für die Meßwertausdruckung des Computers
(Erläuterung im Text)

Aus diesen Ergebnissen ist eindeutig erkennbar, daß VMIN und S1MIN überwiegend negativ sind. Bei den ersten Versuchen waren diese Werte bei allen analysierten Patienten überwiegend negativ. Das bedeutet, daß entweder der Level zu tief lag, oder an falschen Punkten der Kurven getriggert wurde. Es sollten nur die im positiven Bereich liegenden Maxima zur Analyse herangezogen werden. Das war eindeutig nicht der Fall. Wie es sich dann mittels eines

Speicheroszilloscops herausstellte, deckten sich die Triggerpunkte nicht mit den Maxima, sondern lagen auf den abfallenden Flanken bzw. deckten sich zum Teil mit Maxima (Abb. 4, 5). Es wurde dann versucht, mittels einer Diode die negativen Bereiche der Kurven abzuschneiden. Dadurch wären jedoch die Werte evtl. zu stark verfälscht worden, zudem lagen die Triggerpunkte immer noch auf den abfallenden Flanken und die Maxima blieben weiterhin unberücksichtigt. Die Diode wurde wieder ausgebaut. Am DIDAC 4000 wurde der Programmstecker A 102+ (damit sollten nur die Maxima im positiven Bereich erfaßt werden) durch eine Spezialanfertigung A 101 aus dem Hause ersetzt. Mit diesem Stecker konnten die Triggerpunkte auf die ansteigende oder abfallende Flanke einer Kurve gelegt werden. Wurde die Schalterstellung "ansteigend" gewählt, konnten die Triggerpunkte relativ genau auf die Maxima gelegt werden, wie das Speicheroszillogoscop zeigte. Mit diesem neuen Stecker traten nun keine negativen Werte mehr auf. Die endgültigen Analysen, deren Ergebnisse ausgewertet wurden, konnten beginnen. Die Versuchsanordnung blieb die gleiche wie im Blockschema 2 dargestellt, nur wurde am DIDAC 4000 der Programmschalter A 102+ durch A 101 mit Schalterstellung "ansteigend" ersetzt.

Die Werte für die Spike-Rate-Analyse wurden wie in Abb. 8 graphisch dargestellt, entsprechend Abb. 7, Symbol N.

Dieses Beispiel wurde ausgewählt, weil verschiedene Tendenzen der Kurven zu erkennen sind. In der Registrierung der paretischen Oberlippe sieht man, daß die Kurve gegen Ende der Analysenzeit von 30 sec. deutlich abfällt, d.h., daß pro Sekunde weniger Spikes auftreten. Bei der paretischen Unterlippe ist die Tendenz gleichbleibend, d.h. der Bereich innerhalb dessen sich die Schwankungen der Spikes/s bewegen, bleibt gleich. Anders bei der gesunden Seite; dort sieht man gegen Ende der 30 sec. deutlich einen Anstieg, d.h. die Kurve weist eine ansteigende Tendenz auf.

Spikes/s

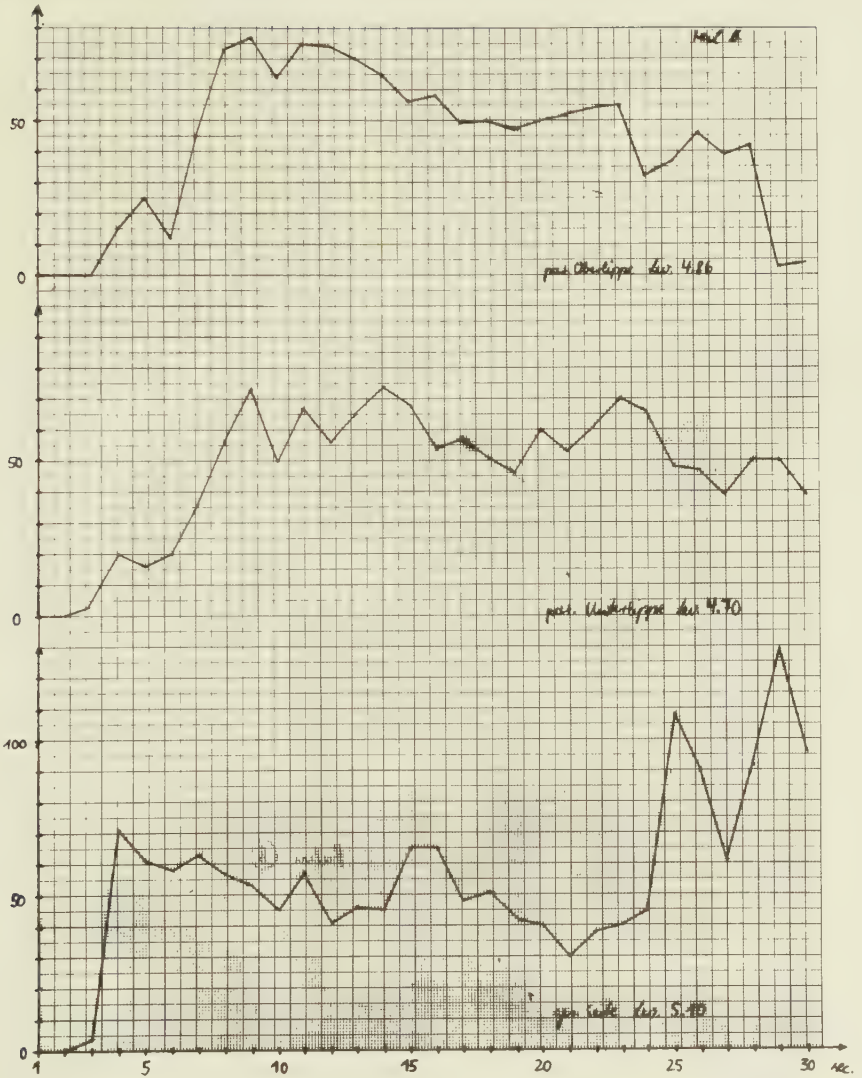


Abb. 8
Spike-Rate-Analysen von einem, an einer leichten Pa-
rese nach einem Trauma erkrankten Patienten

Daß zu Beginn der Analysen 0-Werte auftreten liegt vermutlich daran, daß der Patient, von dem dieses EMG abgeleitet wurde, seine mimische Muskulatur nicht sofort maximal kontrahierte und so die Anfangswerte noch unterhalb des Levels blieben. Die Amplitude der Potentiale variiert von Patient zu Patient, weil die Elektrodenspitze einen unterschiedlichen Abstand zur einzelnen motorischen Einheit hat. Deshalb mußte für jede Analyse der Level gesondert eingestellt werden, um nur die maximalen Amplituden zu erfassen. Man erkennt auch deutlich, daß die Maxima der Ordinate auf der gesunden Seite wesentlich höher lagen und deshalb der Level entsprechend höher eingestellt werden mußte.

Die folgenden drei Abbildungen zeigen die graphische Darstellung der Auswertungen von Amplitudenzeitgängen, wie sie vom Computer direkt ausgedruckt wurden. Es mußten nur noch die entsprechenden Punkte von Hand verbunden werden. Die Skalenwerte der Ordinate 2000, 10 000 oder 31 000 bedeuten 1. Sekunde, 9. Sekunde bzw. 30. Sekunde. Der Computer war in dieser Darstellungsart programmiert. Die Werte der Abszisse müssen mit dem Faktor 10 multipliziert werden, um die Benennung mV zu erhalten. Die Punkte, die verbunden wurden, stehen für die Mittelwerte der erreichten Spannung, entsprechen also dem Symbol XQ. Für das Symbol N wurden keine Werte graphisch ausgedruckt. Die anderen auf den Abbildungen sichtbaren Zeichen entsprechen den Symbolen SD, VMIN, S1MIN, S1MAX und VMAX von Abb. 7. Sie wurden jedoch in dieser Arbeit nicht ausgewertet.

In Abb. 9 ist zu erkennen, daß die Mittelwertspannung gleichbleibende Tendenz zeigt, sich also während der Gesamtdauer von 30 sec. stets um den gleichen Wert von etwa 0,8 mV bewegt.

Die Kurve der Abb. 10 zeigt ansteigende Tendenz, d.h. die Mittelwertspannung/s nahm im Verlauf der 30 s zu. Außerdem ist auf dieser Abbildung die 0-Linie eingezeichnet,

was nicht immer möglich war, da der Maßstab der einzelnen Zeichnungen vom Computer festgelegt wurde; diese Maßnahme konnte nicht beeinflußt werden.

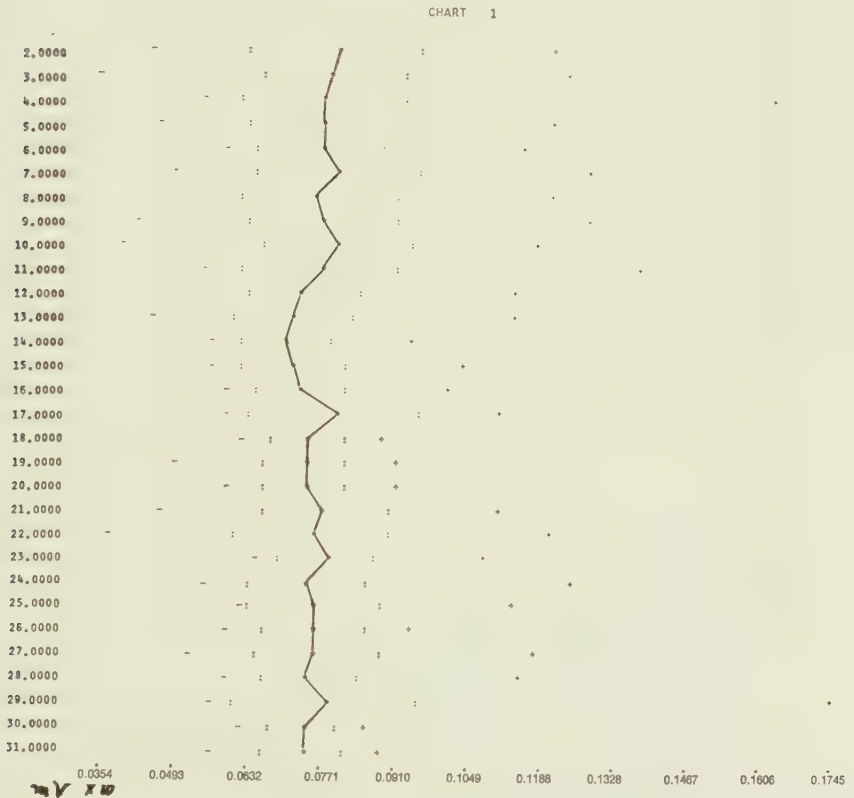


Abb. 9
Analyse der Amplitudenhöhen aus der gesunden Seite
eines an rechtsseitiger Parese als Folge einer otitis
media chronica erkrankten Patienten

CHART 1

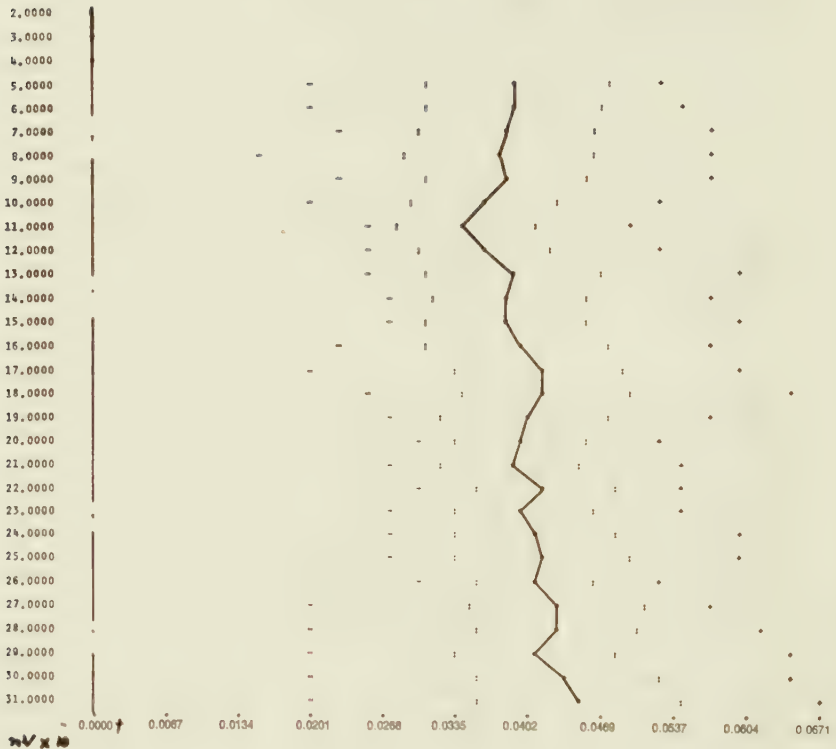


Abb. 10

Analyse der Amplitudenhöhen von der gesunden Seite eines an einer kompletten traumatischen Parese erkrankten Patienten

Die Kurve der Abb. 11 zeigt abfallende Tendenz, d.h. die Mittelwertspannung pro Sekunde nahm im Verlauf der 30 s ab. Die Differenz der Mittelwertspannung am Beginn der Analyse und der Spannung gegen Ende beträgt ca. 0,3 mV.

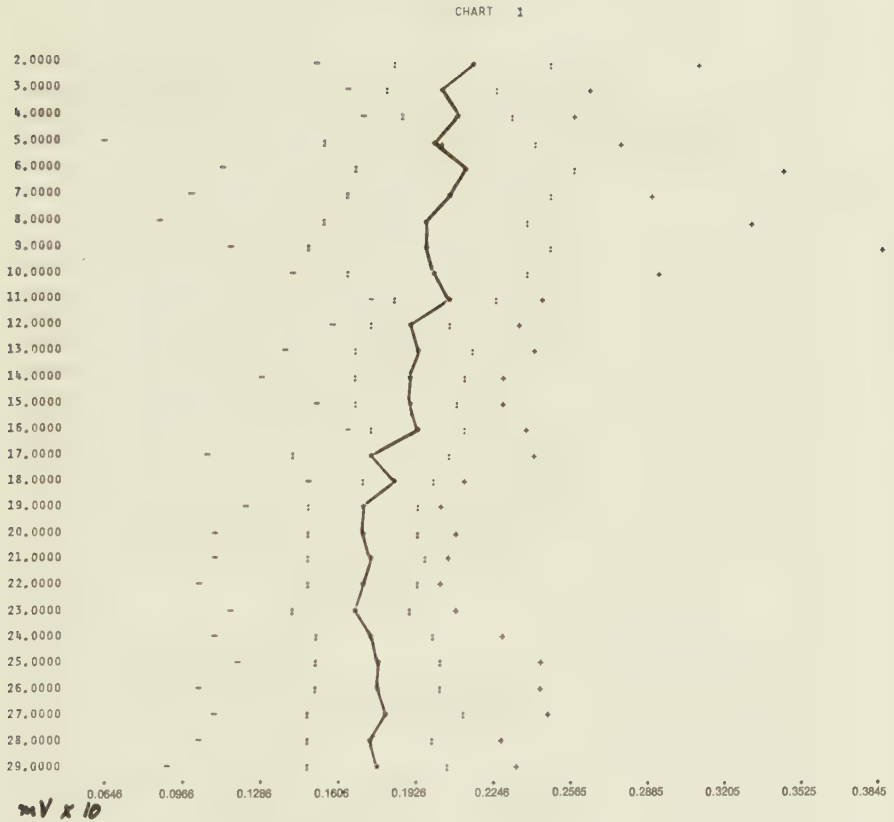


Abb. 11
gleicher Patient wie Abb. 9, Analyse der Amplituden-
höhen ebenfalls von der gesunden Seite, jedoch zu ei-
nem anderen Zeitpunkt

Auf den hier vorliegenden graphischen Darstellungen sind
sämtliche Kriterien, nach denen ausgewertet wurde, hervor-
gehoben worden und zu erkennen. Es erscheint deshalb über-
flüssig, alle vorhandenen 76 Darstellungen zu veröffent-
lichen.

P A T I E N T E N G U T

Zur Auswertung standen für diese Arbeit die Magnetbandaufzeichnungen von etwa 50 - 60 Patienten zur Verfügung. Von diesen Aufzeichnungen war jedoch der größte Teil für diese Arbeit unbrauchbar. Die Hauptgründe waren hierfür entweder die für den DIDAC 4000 zu kleinen Potentialunterschiede, oder die aufgezeichneten Kurven waren zeitlich zu kurz und konnten deshalb nicht ausgewertet werden. Von anderen Patienten stand jeweils nur eine einzige brauchbare Aufnahme zur Verfügung, was ebenfalls nicht ausreichend war. Die Aufzeichnungen von 10 Patienten blieben übrig. Daraus ergab sich die Unmöglichkeit, mehr als vorläufige diagnostische Schlüsse zu ziehen. Die Auswertung des vorhandenen Materials diente daher mehr der Ausarbeitung einer neuen, automatischen Prüfungsmethode des EMG. Es können in dieser Arbeit also nur Hinweise auf pathologische Erscheinungen im EMG gegeben werden, welche in weiteren Arbeiten untersucht werden müßten.

Bei den hier ausgewerteten Elektromyogrammen waren von sechs Patienten je 3 Aufzeichnungen und von 4 Patienten je 2 Aufzeichnungen vorhanden. Die erste Aufzeichnung wurde bei Beginn der Therapie gemacht; die zweite Aufzeichnung entstand Wochen oder auch Monate nach der ersten Aufzeichnung. Bei Fällen mit Dekompressionsoperationen wurde kurze Zeit nach der Operation nochmal registriert. Bei den hier vorliegenden Erkrankungen handelte es sich um zwei verschiedene Schweregrade der Facialisparesen:

a) Axonotmesis

b) Neurapraxie

Bei sechs Patienten lag eine Axonotmesis vor, alle sechs Fälle wurden operiert.

Vier Patienten mit Neurapraxie wurden nur konservierend behandelt und nicht operiert.

Hier eine kurze Beschreibung der zwei analysierten Lähmungsarten mit:

A. Axonotmesis

- V.J.♀ Bell'sche Parese rechts, schwere degenerative Lähmung, Dekompression am 17.2.71, rasche Erholung, gutes Endresultat
EMG-Aufzeichnungen: 9.2.71
12.2.71
24.2.71
- H.J.♂ Komplette traumatische Parese links, Dekompression am 11.12.70, gute Erholung
EMG-Aufzeichnungen: 18.12.70
20. 1.71
- G.R.♂ Parese rechts, otitis media chronica, Tympanoplastik am 20.10.66, gutes Endresultat
EMG-Aufzeichnungen: 7. 4.67
28.12.67
8. 8.68
- Sch.H.♂ Komplette Bell'sche Parese rechts, Facialisdekompression am 12.12.67, Besserung ist eingetreten
EMG-Aufzeichnungen: 28.11.67
8.12.67
21.12.67
- B.H.♀ Bell'sche Parese rechts, stärkere Lähmung, Facialisdekompression am 13.10.70, gute Erholung
EMG-Aufzeichnungen: 1.10.70
23.10.70
21.12.70
- E.E.♀ Traumatische Parese links, Dekompression am 3.11.70, Parese in guter Rückbildung
EMG-Aufzeichnungen: 2.11.70
12.11.70
29. 1.71

B. Neurapraxie

E.G.♂ Funktionelle Parese rechts, inkomplette Lähmung,
gutes Endresultat

EMG-Aufzeichnungen: 2.3.71
9.3.71
15.4.71

W.J.♂ Bell'sche Parese links, fast komplette Parese,
gutes Endresultat

EMG-Aufzeichnungen: 14.7.70
30.7.70

H.J.T.♂ Inkomplette Parese links, leichte Lähmung nach
Trauma, gute Rückbildung

EMG-Aufzeichnungen: 9.7.70
30.7.70

E.H.♂ Traumatische Parese rechts, Parese in guter Rück-
bildung, bei Kontrolle am 27.1.72 Lidschluß noch
nicht komplett

EMG-Aufzeichnungen: 26.1.71
25.2.71

Da pro Patient 2 bzw. 3 Aufzeichnungen zu bestimmten Zeit-
punkten erfolgten - wobei jede Aufzeichnung aus drei Kur-
ven besteht - mußten insgesamt 76 Kurven analysiert wer-
den.

ERGEBNISSE

Beim Betrachten von Facialis-Elektromyogrammen, die während einer willkürlichen Dauerkontraktion aufgezeichnet wurden, war der Eindruck entstanden, daß sich die Amplitudengröße und die Anzahl der Spikes pro Zeiteinheit mit zunehmender Dauer der Willkürinnervation verändern würden. Es konnten eine allmähliche Reduktion der Amplituden, wie auch ein lichter werdendes Interferenzmuster als Ausdruck einer gewissen Ermüdung gedeutet werden. Diese Phänomene sollten mit Hilfe einer maschinellen Auswertung überprüft werden. Insbesondere war eine Vergleichsstudie an partiell gelähmter Muskulatur interessant, um evtl. ein neues diagnostisches Hilfsmittel zu gewinnen.

Auswertung der Registrierstreifen von Amplitudenzeitgängen

Anhand der im Vorstehenden Abschnitt geschilderten elektronischen Analysen der Amplitudenzeitgänge wurde zuerst untersucht, ob über die Gesamtkontraktionsdauer von 30 Sekunden eine Verminderung, eine Konstanz oder eine Zunahme der Amplitudengröße zu erkennen wäre. Die beiden Lähmungstypen Axonotmesis und Neurapraxie wurden dabei zunächst getrennt betrachtet. Im tabellarischen Vergleich (Tab. 1) wurden sie anschließend einander gegenübergestellt. Die Zahlen beziffern die Anzahl der Muskelgruppen (n), die eine entsprechend bezeichnete Verhaltensweise erkennen ließen.

Elektrische Willküraktivität im EMG bei Axonotmesis

mittlere Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippen- muskulatur	paretischen Oberlippen- muskulatur	gesunden Ge- sichtshälfte
	n	n	n
konstant	10	12	6
reduziert	2	0	3
erhöht	3	4	5

Tabelle 1: Verhalten der mittleren Amplitudenlage des elektrischen Aktivitätsmusters einer Kontraktionsdauer von 30 Sekunden bei Axonotmesis des Facialisnerven

Daraus geht hervor, daß fast $2/3$ aller Analysen keine Veränderung der Amplitudengrößen erkennen ließen und mehr als doppelt so oft eine mittlere Amplitudenerhöhung zu erkennen war wie eine Reduktion.

Elektrische Willküraktivität im EMG bei Neurapraxie

mittlere Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippen- muskulatur	paretischen Oberlippen- muskulatur	gesunden Ge- sichtshälfte
	n	n	n
konstant	9	7	6
reduziert	0	1	1
erhöht	0	1	2

Tabelle 2: Verhalten der mittleren Amplitudenlage des elektrischen Aktivitätsmusters einer Kontraktionsdauer von 30 Sekunden bei Neurapraxie des Facialisnerven

In dieser Aufschlüsselung fällt die große Anzahl von Analysen mit konstanter Amplitudenhöhe auf, sämtliche Potentialmuster von paretischen Unterlippen hielten eine konstant mittlere Spannung aufrecht.

Beim Vergleich der beiden Aufschlüsselungen ergab sich, daß die Registrierstreifen des Krankheitsbildes Neurapraxie weniger Abweichungen von der gleichbleibenden Tendenz aufwiesen, als diejenigen des Krankheitstyps Axonotmesis. Die Registrierungen bei Axonotmesis wiesen gegenüber denen bei Neurapraxie fast doppelt so viele Verläufe mit Zu- oder Abnahme der Amplitudenhöhe auf.

Bei einer gleichartigen Aufschlüsselung für mehrfache als Verlaufskontrollen abgeleitete EMG wurden die Registrierungen von einzelnen Patienten auch in zeitlicher Reihenfolge miteinander verglichen. Dabei stellte sich heraus, daß die registrierten Werte bei Neurapraxie konstanter blieben als bei Axonotmesis. Das könnte bedeuten, daß evt. mit zunehmender Schädigung des Nerven häufiger Schwankungen im Kurvenverlauf bei der sequentiellen Auswertung der Amplitudenhöhe auftreten. Eine Änderung mit zunehmender Behandlungsdauer war nicht zu erkennen.

Am meisten von Schwankungen waren die Registrierungen der gesunden Seiten betroffen. Es wäre deshalb empfehlenswert, dieselben Untersuchungen mit nachweislich gesunden Probanden durchzuführen, um auf diese Art genau die Ermüdung der Facialismuskulatur beim gesunden Menschen untersuchen zu können. Eine Erklärung dafür ist, daß es den Patienten kaum möglich ist über längere Zeit eine konstante Innervation beizubehalten, denkbar ist außerdem ein Überlappen der beiden Nervi facialis über die Gesichtsmitte hinaus, sodaß die nahe der Gesichtsmitte liegende Muskulatur der gesunden Seite auch vom kranken N. facialis mit innerviert wird (Zülch).

Auswertung der Spike-Rate-Analysen

Die gleichen Auswertungen, die für die Amplitudengrößen durchgeführt wurden, wurden auch für die Spike-Rate angewandt. Die Methodik war dieselbe.

Spike-Frequenz des EMG bei Axonotmesis

Spike-Rate über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippen- muskulatur	paretischen Oberlippen- muskulatur	gesunden Ge- sichtshälfte
	n	n	n
konstant	12	15	11
reduziert	5	1	3
erhöht	0	1	1

Tabelle 3: Verhalten der Spike-Rate des elektrischen Aktivitätsmusters einer Kontraktionsdauer von 30 Sekunden bei Axonotmesis des Facialisnerven

Auch Tab. 3 zeigt, daß die meisten Registrierungen eine konstante Anzahl von Spikes pro Sekunde ergaben. Die Wahrscheinlichkeit einer Spike-Rate-Reduktion schien größer, als die einer Erhöhung.

Spike-Frequenz des EMG bei Neurapraxie

Spike-Rate über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippen- muskulatur	paretischen Oberlippen- muskulatur	gesunden Ge- sichtshälfte
	n	n	n
konstant	7	5	8
reduziert	0	2	0
erhöht	2	2	1

Tabelle 4: Verhalten der Spike-Rate des elektrischen Aktivitätsmusters einer Kontraktionsdauer von 30 Sekunden bei Neurapraxie des Facialisnerven

Im Gegensatz zu den Amplituden-Zeitgängen waren die Spike-Frequenzen in den Registrierungen der gesunden Seite über 30 Sekunden recht konstant.

Beim Vergleich der Spike-Frequenzen zwischen Axonotmesis und Neurapraxie fiel der fast identische Prozentsatz von Registrierungen mit konstantem Verlauf auf.

Bei der Einzelaufschlüsselung in zeitlicher Reihenfolge schien es, daß mit zunehmender Behandlungsdauer die Registrierungen der Spike-Rate verstärkt zu einem konstanten Verlauf neigten, wobei Abweichungen von dieser Tendenz eher eine Erhöhung als eine Reduzierung der Spike-Rate ergaben.

Interessant sind an dieser Stelle noch die Verlaufsbeobachtungen nach operativen Eingriffen, was bei vier Patienten möglich war. Dabei verhielten sich die Amplitudenhöhen sehr unterschiedlich; bei einem Patienten stiegen sie an, bei 2 Patienten war Reduktion zu beobachten, während sich bei einem Patienten unveränderte Amplitudenhöhen zeigten. Im Gegensatz dazu blieben die Spike-Raten nach Facialisdekompression unverändert.

Vergleich von Registrierstreifen von Amplitudenzeitgängen mit denen von Spike-Folgefrequenzen

Da die Aufzeichnungen der Registrierungen sowohl der Spike-Rate, als auch der Amplitudengrößen von demselben Bandstück gemacht wurden, war es möglich, die dabei ermittelten Werte miteinander zu vergleichen. Dabei fiel auf, daß Zeitgänge der Mittelwerte mit ziemlich parallelem Verlauf auftraten, was heißen soll, daß an den Stellen, an denen die Spike-Raten-Maxima lagen, sich damit übereinstimmend auch Amplitudenmaxima befanden, was analog auch für die Minima zutraf. Andererseits waren auch einzelne Registrierungen darunter, deren o.g. Parameter sich genau entgegengesetzt verhielten, d.h. in denen ein Maximum

der Spike-Raten-Registrierung einem Minimum der Amplituden-Registrierung zugeordnet war (gegenläufiges Verhalten). Die Auswertung dieses direkten Vergleichs wurde ebenfalls wieder nach Axonotmesis und Neurapraxie getrennt vorgenommen. Die Registrierungen wurden in zeitlicher Reihenfolge als 1., 2. bzw. 3. Ableitung bezeichnet, ferner wurde nach fünf verschiedenen Parallelitätsgraden (von parallel bis gegenläufig) ausgewertet. Als uneinheitlich wurden die Registrierungen eingestuft, bei denen weder Gegenläufigkeit noch Parallelität festgestellt werden konnte.

Zeitgang der Amplituden und Spike-Frequenzen im EMG bei Axonotmesis

Vergleich von Spike-Rate und mittlerer Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippenmuskulatur	paretischen Oberlippenmuskulatur	gesunden Gesichtshälfte
	n	n	n
parallel	2	1	0
überwieg. parallel	2	0	1
uneinheitlich	2	1	4
überw. gegenläufig	0	3	0
gegenläufig	0	1	1

Tabelle 5: Vergleich der Registrierungen von Amplitudenhöhen und Spike-Raten des elektrischen Aktivitätsmusters einer Kontraktionsdauer von 30 Sekunden bei Axonotmesis des Facialisnerven in Bezug auf die Parallelität von Kurvenpaaren gleicher Bandstellen der 1. Ableitung

Zeitgang der Amplituden und Spike-Frequenzen im EMG bei Axonotmesis

Vergleich von Spike-Rate und mittlerer Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippenmuskulatur	paretischen Oberlippenmuskulatur	gesunden Gesichtshälfte
	n	n	n
parallel	1	0	2
überwieg. parallel	1	3	0
uneinheitlich	2	1	3
überw. gegenläufig	2	0	0
gegenläufig	0	2	0

Tabelle 6: Vergleich wie in Tabelle 5, jedoch für die 2. Ableitung

Zeitgang der Amplituden und Spike-Frequenzen im EMG bei Axonotmesis

Vergleich von Spike-Rate und mittlerer Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippenmuskulatur	paretischen Oberlippenmuskulatur	gesunden Gesichtshälfte
	n	n	n
parallel	2	0	1
überwieg. parallel	2	2	1
uneinheitlich	1	2	2
überw. gegenläufig	0	1	1
gegenläufig	0	0	0

Tabelle 7: Vergleich wie in Tabelle 5 und 6, jedoch für die 3. Ableitung

Zeitgang der Amplituden und Spike-Frequenzen im EMG bei Neurapraxie

Vergleich von Spike-Rate und mittlerer Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippenmuskulatur	paretischen Oberlippenmuskulatur	gesunden Gesichtshälfte
	n	n	n
parallel	0	2	1
überwieg. parallel	1	0	0
uneinheitlich	0	1	1
überw. gegenläufig	1	1	1
gegenläufig	2	0	2

Tabelle 8: Vergleich wie in den drei vorangegangenen Tabellen, jedoch für die 1. Ableitung des Lähmungstyps Neurapraxie

Zeitgang der Amplituden und Spike-Frequenzen im EMG bei Neurapraxie

Vergleich von Spike-Rate und mittlerer Amplitude über 30 sec.	Registrierungen aus der		
	paretischen Unterlippenmuskulatur	paretischen Oberlippenmuskulatur	gesunden Gesichtshälfte
	n	n	n
parallel	0	0	1
überwieg. parallel	2	2	1
uneinheitlich	1	1	0
überw. gegenläufig	0	0	1
gegenläufig	1	1	1

Tabelle 9: Vergleich wie Tabelle 8, jedoch für die 2. Ableitung

Eine 3. Ableitung existierte von den Registrierungen des Lähmungstyps Neurapraxie nicht. Die eindeutig gegenläufigen Registrierungen stammen alle aus Ableitungen desselben Patienten. Ohne die Registrierungen dieses Patienten gäbe es ein eindeutiges Übergewicht auf Seiten der Parallelität.

Es scheint aufgrund der letzten fünf Tabellen die Vermutung berechtigt zu sein, daß mit zunehmender Besserung die entsprechenden Zeitgänge der Spike-Raten und der Amplitudenanalysen zu einem parallelen Verlauf neigen. Das würde mit anderen Worten bedeuten, mit zunehmender Besserung nähme, wenn mehr oder weniger Spikes pro Zeiteinheit die Diskriminatorschwelle überspringen, analog auch die mittlere Spannung dieser Spikes pro Zeiteinheit zu oder ab.

Die Verlaufsbeobachtung nach Facialisdekompression ergab eine stärkere Parallelität in drei Fällen, eine geringere Parallelität war einmal zu erkennen.

Die in diesem Kapitel erarbeiteten Ergebnisse, müßten in umfangreicheren Untersuchungen abgesichert werden. Das hier vorliegende Material war zu gering, um statistisch eindeutige Erkenntnisse vorlegen zu können.

D I S K U S S I O N

Auch heute noch werden Elektromyogramme mit Zirkel und Lineal vermessen und ausgewertet. Dem erfahrenen Betrachter dient der in langjähriger Erfahrung geschulte Blick und, damit verbunden, ein subjektiver Eindruck, um ein EMG zu beurteilen. Es lag nahe, sich der modernen Technik, besonders der elektrischen Signalanalyse, zu bedienen, um Elektromyogramme auszuwerten.

In der Literatur ist die Computeranalyse des EMG bisher nur in geringem Umfang behandelt worden; als Ansätze kann man die Fourier-Analyse von Interferenzmustern betrachten (Cenkovich & Gersten, Kaiser & Petersen), ferner den Versuch einer objektiven Registrierung von Fibrillationspotentialen durch einen Impulszähler (Skorpil & Zverina), die Methode von Koepchen und Heinich zur fortlaufenden Registrierung von Aktionspotentialen und Aktionspotential-Frequenzen mit mechanischen Direktschreibern, sowie ältere Integratorschaltungen zur direkten Aufzeichnung von elektrischer Aktivität im EMG (Delhez et al).

Seit 1966 beschäftigt sich die Gruppe M.E. Wigang, P. Bumm, M. Spreng mit der elektronischen Auswertung von Elektromyogrammen des N. facialis. Seit 1968 arbeitet das französische Team Cathala, Chouard, Le Guerinel mit einem Computer bei der Auswertung von Elektromyogrammen aus der Larynx-Muskulatur. Diese Methodik wird sicher objektivere, genauere Ergebnisse und gegenüber der Ausmessung mit Zirkel und Lineal enorme Zeitersparnis bringen, wenn sie ausgereift ist. Vielleicht kann man dadurch genaue Kriterien erhalten, mittels derer ein Behandlungsplan gewählt werden kann, z.B. wenn entschieden wird, ob ein Patient mit Bell'scher Parese zu operieren ist oder nicht; ein Problem über das bis heute noch keine Einigkeit herrscht. Teilweise wird eine Frühdekompensation bevorzugt (Jongkees, Miehle), andere Autoren bevorzugen

eine spätere Operation oder versuchen eine Operation möglichst zu vermeiden (Kettel, Hughes, Schliack). Unbefriedigend ist bis heute die Früherkennung des Lähmungstyps.

Denervierungszeichen sind bekannt. So weiß man, daß Fibrillationen eine Denervierung sicher anzeigen (Buchthal, Drechsler, Hiestand et al., Jongkees, Kunze, Marinacci, Miehle, Schaltenbrand, Struppler, Zülch). Zülch beschreibt ein weiteres Denervationszeichen, die "positiven scharfen Wellen". Es ist ebenfalls bekannt, daß Denervierungszeichen im EMG erst nach 8-10 Tagen zu erkennen sind (Hiestand et al., Kunze, Miehle). Bei Facialisparesen ist im EMG der gelähmten Seite eine Ermüdung sichtbar, die sich in der Verminderung der Spike-Rate äußert (Wigand, Spreng, Bumm). Dieses Ermüdungszeichen konnte in der vorliegenden Studie einer elektronischen EMG-Analyse bisher nicht bestätigt werden; eine Reduzierung der Spike-Raten war nur ausnahmsweise zu erkennen. Das mag daran liegen, daß nur die höchsten Spikes analysiert wurden und die Analysenzeit zu kurz war um eine Ermüdung immer aufscheinen zu lassen. Eine weitere Erklärungsmöglichkeit wäre die, daß bei einer "gemischten Lähmung" noch leitende Fasern vorhanden sind, die nicht geschädigt sind. Dagegen spricht, daß Wigand et al. bei "gemischten Lähmungen" eine Verlängerung der Potentialdauer gesehen haben.

Zu einer interessanten Entdeckung gelangte Inaba, als er die Interferenzmuster vom EMG des M. rectus lateralis et medialis mit einem Frequenzanalysator untersuchte. Er kam zu einer Einteilung in 5 verschiedene Frequenzbereiche, wobei die beiden niederen Bereiche (20-80 Hz) bei der Bewegung des Bulbus relativ konstant blieben, während sich die restlichen drei Bereiche hoher Frequenzen (80-300 Hz) mit zunehmender Rotation des Bulbus verringerten.

Man kann genau einteilen, ab welchem Prozentsatz von denervierten Nervenfasern bei Bell'scher Parese zu welchem

Zeitpunkt eine Indikation zur Dekompressionsoperation gegeben ist. Es muß operiert werden, wenn:

1. mehr als 50 % der Fasern am 4. Tag nach Beginn der Lähmung denerviert sind,
2. am 4. Tag etwa 50 % denerviert sind und die Zunahme während der nächsten zwei Tage 15-20 % beträgt,
3. am 7. Tag 90 % aller Nervenfasern oder mehr denerviert sind.

Um diesen prozentualen Anteil denervierter Fasern zu bestimmen, werden nahe am Foramen stylomastoideum Reizströme von 60-120 Volt ausgelöst und die Reaktion darauf an den Nasolabialfalten elektromyographisch aufgezeichnet. Durch einen Vergleich zwischen kranker und gesunder Seite kann man den Prozentsatz denervierter Nervenfasern im Summenaktionspotential errechnen (Miehle). Es wird hier ein Weg gezeigt, um elektromyographisch zu einer Quantifizierung des neuromuskulären Defizits zu gelangen.

Das gleiche Ziel wurde auch mit der vorliegenden Arbeit verfolgt, und es deuten sich auch einige Ergebnisse an. Sie sollten hier nochmals kurz aufgeführt werden:

Über die Dauer von 30 Sekunden blieben bei Willkürmotorik die Aktionspotentialamplituden meistens im gleichen Größenbereich. Falls Abweichungen von dieser Tendenz bestanden, war die Wahrscheinlichkeit einer Abweichung bei Axonotmesis etwa doppelt so groß, wie bei Neurapraxie. Der Unterschied zwischen den ansteigenden und abfallenden Verlaufsformen der Amplitudengrößen war während der Analysenzeit gering. Das bedeutet, daß, falls sich die Aktionspotentiale mit fortschreitender Meßdauer ändern, in ungefähr gleich vielen Fällen die Potentiale größer bzw. kleiner werden. Dies läßt die Annahme biologischer Streuungen zu.

Angenommen, daß die analysierten Spikes den Potentialspitzen einzelner motorischer Einheiten entsprechen, war unter Berücksichtigung des Alles-oder-Nichts-Gesetz eine Amplitudenabnahme nicht zu erwarten. Jede willkürliche

Dauerkontraktion muß ohnehin mit allen Einschränkungen der individuellen Fähigkeit, eine gleichbleibende Muskelspannung durchzuhalten, bewertet werden. Normale Ermüdung, Gegensteuerung mit vermehrter Anspannung, muskuläre Reserven, Schmerzempfindung durch Nadelstich, das alles sind unbekannte Faktoren, die eine gleichmäßige Innervationsstärke stören können. Insofern ist der "biologische Input" eine unsaubere Anhäufung von "weichen Daten", aus denen der elektronische Analysator nur annäherungsweise "harte Daten" ermitteln kann.

In der Spike-Rate-Analyse zeigten beide Lähmungsformen in etwa den gleichen, überwiegenden Anteil von Zeitgängen mit unveränderter Spike-Rate. Falls Abweichungen von dieser Tendenz zu erkennen waren, handelte es sich bei Axonotmesis in der Hauptsache um eine Verminderung der Spike-Rate. Analog zur Amplitudenanalyse galt auch hier, daß mit zunehmender Besserung der Motorik Abweichungen vom gleichbleibenden Verlauf der Analysenkurven seltener wurden, d.h. die Frequenz der Potentialspitzen blieb einigermaßen konstant.

Wurden Amplitudenverhalten und Frequenzrate miteinander korreliert, neigten mit zunehmendem Rückgang der Lähmung die Kurvenpaare von der gleichen Bandstelle zu einem parallelen Verlauf; zeigte der Amplitudenverlauf ein Maximum bzw. Minimum, zeigte meist auch die Spike-Rate-Analyse an der gleichen Stelle ein Maximum bzw. Minimum.

Diese Dissertation hat gezeigt, daß es möglich ist, mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung Elektromyogramme wie beschrieben zu analysieren. Sie zeigte ebenfalls, daß dazu ein großer technischer Aufwand erforderlich war. Es wäre jetzt, da das Verfahren geklärt ist, eine Apparatur wünschenswert, die leicht und schnell zu bedienen und auch finanziell erschwinglich wäre.

Es bleibt die Voraussetzung, die Eingabeseite der EMG-Analyse zu verbessern. Es wäre als erstes die Abnahme der Potentiale mittels Nadelelektroden zu erwähnen. Diese Art der Ableitung müßte verbessert und genormt werden (evtl. besser Oberflächen Elektroden), damit ausreichend ungestört Meßspannungen abgegriffen werden können. Ferner muß bei der Aufzeichnung der Potentiale darauf geachtet werden, daß während genügend langer Zeitspannen (in unserem Falle mindestens 30 Sekunden) Willkürmotorik aufgezeichnet wird, wobei während der Aufzeichnung weder die Vorverstärkung, noch die Nadellage geändert werden darf.

Es wäre günstig, wenn noch kleinere Potentialamplituden zur Analyse kommen könnten, was einen größeren Signal-Rauschabstand erfordert.

Weiterhin muß festgestellt werden, daß der Peak-detector in seiner jetzigen Form den Ansprüchen nicht genügen konnte. Daß eine Einstellung der Diskriminatorspannung von Hand erfolgen mußte und nur auf subjektiven Erfahrungswerten beruhte, ist m.E. ein großer Nachteil der beschriebenen Versuchsanordnung. Es müßte an Stelle des bisher verwendeten Peak-detector ein elektronisches Gerät treten, welches so eingestellt werden kann, daß es beispielsweise diejenigen Amplituden erfaßt, die über einem vorwählbaren Prozentsatz der Effektivspannung von Interferenzmustern liegen und sich auch selbständig nachregelt, falls sich die Gesamtspannung verändert. Damit ist die Notwendigkeit angesprochen, einen programmierbaren Rechner für die EMG-Analysen einzusetzen.

Ziel dieser Dissertation war eine Versuchsanordnung zu erarbeiten, die erste Aufschlüsse über den Zeitgang von Aktionspotentialen der paretischen Muskulatur liefern sollte. Die erarbeiteten Ergebnisse können mit der Einschränkung einer "kleinen Fallzahl" als Basis für weiterführende statistische Arbeiten dienen.

Z U S A M M E N F A S S U N G

In der vorliegenden Dissertation wird versucht, ein Verfahren zur elektronischen Daten-Analyse zu erarbeiten, mit dem aus dem Elektromyogramm paretischer Gesichtsmuskeln das pathologische Zustandsbild einer peripheren Facialislähmung präziser erfaßt werden könnte.

Es wurde versucht abzuklären, ob speziell die sequentielle Darstellung von 1.) Amplituden und 2.) Spike-Folgefrequenzen (Spike-Rates) dazu in der Lage ist.

Zu 1.) Es wurden die Schwankungen der Durchschnittsspannungen des EMG über eine festgelegte Zeit der Willkürbewegung gemessen (Dauerkontraktion über 30 Sek.).

Zu 2.) Es wurde ermittelt, wie sich der Zeitgang von Folgefrequenzen der Potentialspitzen während einer Dauerkontraktion in teilgelähmter Gesichtsmuskulatur verhält.

Mit Hilfe eines elektronischen Signalanalysators (DIDAC 4000) und eines kleineren Prozeßrechners (IBM 1800) wurden die technischen Voraussetzungen für die elektronische Auswertung der angesprochenen EMG-Parameter untersucht. Die an einer beschränkten Fallzahl erhobenen Aussagen ließen erkennen, daß aus den beiden Parametern Amplituden-Zeitgang (1) und Spikeratezeitgang (2) während einer willkürlichen Dauerkontraktion von 30 Sekunden die quantitative Differenzierung der Lähmungstypen Neurapraxie und Axonotmesis vorläufig nicht möglich ist. Methodenkritik und Ansätze zu einer Verbesserung der Analysetechnik ergänzen den Bericht.

L e b e n s l a u f

Als Sohn des Ingenieurs Karl Besler und seiner Ehefrau Emma, geb. Trieb, wurde ich am 9. Juni 1946 in Brandenburg/Havel geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule in Augsburg, kam ich 1956 auf die Oberrealschule Augsburg. Wegen eines Auslandsaufenthaltes meiner Familie besuchte ich von 1960 bis 1964 die Deutsche Evangelische Oberschule in Kairo. Nach Deutschland zurückgekehrt ging ich an das Dominikus-Zimmermann-Gymnasium in Landsberg/Lech, wo ich 1966 die Reifeprüfung ablegte.

Im Wintersemester 1966/67 begann ich das Studium der Zahnheilkunde in Würzburg, wo ich nach bestandener naturwissenschaftlicher Vorprüfung und zahnärztlicher Vorprüfung dann am 24. Juli 1973 mein zahnärztliches Staatsexamen bestand. Am 13. August 1973 erhielt ich meine Approbation als Zahnarzt.

Nach Ableistung meines Wehrdienstes als Stabsarzt und Tätigkeit als Assistenzzahnarzt in einer Praxis habe ich am 1. April 1976 in Mering eine eigene Praxis eröffnet.

Erlangen, im Dezember 1976

A handwritten signature in dark ink, appearing to read 'Hans Besler', with a stylized, cursive script.

Hans Georg Besler

L I T E R A T U R

1. Adour K.K., Swanson jr. P.J.
Facial paralysis in 403 consecutive patients, emphasis on treatment response in patients with Bell's palsy
Trans. amer. Ophtal. Otolaryng. 75 (1971) 1284-1301
2. Alford B.R.
Electrodiagnostic studies in facial paralysis
Archives of Otolaryngology 85 (1967) 259-264
3. Berendes J., Link R., Zöllner F.
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde Bd. III/1
G. Thieme Verlag: Stuttgart (1965)
4. Bodechtel G.
Differenzialdiagnose neurologischer Krankheitsbilder
G. Thieme Verlag: Stuttgart (1963)
5. Buchthal F.
Einführung in die Elektromyographie
Urban und Schwarzenberg: München-Berlin (1958)
6. Buchthal F.
Electromyography in Paralysis of the Facial Nerve
Archives of Otolaryngology 81 (1965) 463-469
7. Cathala H.P., Couard C.H., Le Guerin J.
Methode d'analyse des tracés d'electromyographie laryngee
Journees F.O.R.L. 18 (1969) Nr. 1
8. Cenkovich F.S., Gersten J.W.
Fourier analysis of the normal human electromyogram
Amer. J. Phys. Med. 42 (1963) 192
9. Delhez L., Dumoulin J., Snette R.
Un modèle d'intégrateur électronique pour electromyographie à inscription directe
Rev. Neurol. 110 (1964) 340

10. Drechsler B.
Elektromyographie
VEB - Verlag Volk und Gesundheit: Berlin (1964)
11. Erbslöh F., Hager H.
Sekundäre Muskelveränderungen bei peripheren Nerven-
läsionen
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 59-83
12. Fisch U.
Die Verletzungen des Nervus facialis bei laterobasa-
len Schädelfrakturen
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 169-175
13. Francis H., McGovern F.H.
The use of the nerve excitability test in paralysis
of the facial nerve
Laryngoscope 76 (1966) 955-960
14. Heil H.J.
Statistisches Amplituden und Spike Rate Histogramm
von Muskelaktionspotentialen bei Facialisparese
15. Hiestand P., Kaeser H., Kocher R., Pfalz C.R.
EMG und Facialisdekompression bei Bell'scher Lähmung
Practica Oto-Rhino-Laryngologica 31 (1969) 144-153
16. Hopf H.C.
Einfluß der Nachbehandlung auf die Nervenregeneration
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 149-150
17. Inaba K.
Frequency analysis of electromyogram of extraocular
muskles
Acta soc. ophthal. Jap. 72 (1968) 750-757
18. Janzen R.
Elemente der Neurologie
Springer Verlag: Berlin-Heidelberg-New York (1969)
19. Jepson O.
Topognosis (Topographic Diagnosis) of Facial Nerve
Lesions
Archives of Otolaryngology 81 (1965) 446-456

20. Jongkees L.B.W.
Die chirurgische Behandlung der intertemporalen Facialislähmung
Deutsche Medizinische Wochenschrift 1 (1958) 865-869
21. Jongkees L.B.W.
Surgery of the Facial Nerve
Journal of Laryngology and Otology 82 (1968) 575-584
22. Jongkees L.B.W.
Tests for facial nerve function
Archives of Otolaryngology 89 (1969) 127-130
23. Jongkees L.B.W.
On peripheral facial nerve paralysis
Archives of Otolaryngology 95 (1972) 317-323
24. Kaiser E., Petersen J.
Frequency analysis of muscle action potentials during tetanic contraction
Electromyography 3 (1963) 5
25. Keidel u.a.
Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie
G. Thieme Verlag: Stuttgart (1970)
26. Kessel, Guttmann, Maurer
Neurotraumatologie mit Einschluß der Grenzgebiete
1. Band
Urban und Schwarzenberg: München-Berlin-Wien (1969)
27. Kocher R.
Die periphere Facialisparese
Schweizer Arch. f. Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie 99 (1967) 247-269
28. Koepchen H.P., Heinich L.
Eine Methode zur fortlaufenden Registrierung von Aktionspotentialen und Aktionspotential-Frequenzen mit mechanischen Direktschreibsystemen
Pflügers Archiv 280 (1964) 92
29. Krenkel W.
Indikationen zur operativen Behandlung peripherer Nervenverletzungen
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 127-141

30. Kunze K.
Diagnostik und Therapie peripherer Nervenschädigungen
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 95-110
31. Marinacci A.A.
Clinical Electromyography
San Lucas Press: Los Angeles (1955)
32. McGovern F.H., Fritz-Hugh G.S.
Deseases of facial nerve
Laryngoscope 66 (1956) 187
33. Miehlike A.
Die Chirurgie des Nervus facialis
Urban und Schwarzenberg: München-Hamburg (1960)
34. Miehlike A.
Surgery of the Facial Nerve
Urban und Schwarzenberg: München-Berlin-Wien
W.B. Saunders Company: Philadelphia-London-Toronto (1973)
35. Moser F.
Die Erkrankung an Hals, Nase, Ohr und an den oberen
Luft- und Speisewegen
V.E.B. Gustav Fischer Verlag: Jena
36. Müller G., Mummenthaler M.
Die kryptogenetische Facialisparesie
Deutsche Medizinische Wochenschrift 88 (1963) 1545-1550
37. Nessel E.
Die Succinyl-Kontraktur an der gelähmten Facialismus-
kulatur, ein neues Diagnostikum zur Beurteilung alter
Lähmungen
Arch. f. klin. u. exp. Ohren-Nasen- u. Kehlkopfheil-
kunde 196 (1970) 198-202
38. Nigst H.
Die Chirurgie des peripheren Nerven
G. Thieme Verlag: Stuttgart (1955)
39. Pinelli P.
Progress in Electromyography
Elvier Publishing Comp.: Amsterdam-London-New York (1962)

40. Ratanaprasatporn S., Rizza A., Lapidot A.
Facial nerve palsy: five year survey
Journal Laryngica 86 (1972) 155-159
41. Schaltenbrand G.
Spezielle neurologische Untersuchungsmethoden
G. Thieme Verlag: Stuttgart (1968)
42. Schaupp H.
Gesichtsplastik bei irreparablen Facialislähmungen
Arch. f. klin. u. exper. Ohren-Nasen- und Kehlkopf-
heilkunde 196 (1970) 202-204
43. Schliack H.
Indikationen zur konservativen und operativen Be-
handlung peripherer Nervenläsionen
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 111-125
44. Schultheiss G.V.
Die Indikation zur operativen Facialisfreilegung
Practica Oto-Rhino-Laryngologica 24 (1962) 289
45. Skorpil V., Zverina E.
Quantitative evaluation of denervation fibrillations
in EMG by means of an electronic impulse counter
Sci. Neurol. 26, 157, ref. Zbl. Neuro-Psych. 173,
138 (1963)
46. Steurer
Lehrbuch der Hals-Nasen- und Ohrenkrankheiten
G.F. Bergmann Verlag: München (1969)
47. Struppler A.
Neurologische Grundlagen der Denervation und Regenera-
tion des peripheren Nerven
Melsunger Med. Mitteilungen 46 (1972) 85-93
48. Taverner D.
Electrodiagnosis in facial palsy
Archives of Otolaryngology 80 (1965) 470-477
49. Wigand M.E., Spreng M., Bumm P.
Auswertungen der Facialis-Elektromyogramme mit dem
automatischen Rechner
Arch. f. Ohren-Nasen- und Kehlkopfheilkunde 191 (1968)
614-617

50. Wigand M.E., Spreng M., Bumm P.
Computeranalyse von Facialis-Elektromyogrammen
Acta oto-laryngica 66 (1968) 296-304

51. Spreng M., Wigand M.E., Bumm P.
Ein elektronisches Verfahren zur statistischen Auswertung von Elektromyogrammen mit Hilfe von Dauer- und Interwall-Histogrammen
Pflügers Archiv 298 (1968) 271-282

52. Bumm P., Wigand M.E., Spreng M.
The dynamic range of facial muscle activity represented by the time interval and pulse duration histograms
Pflügers Archiv 307 (1969) 107

53. Wigand M.E., Spreng M., Bumm P.
Die Bedeutung der Innervationsstärke bei der elektronischen Auswertung von Facialis-Elektromyogrammen
Archiv f. klin. u. exper. Ohren-Nasen- und Kehlkopfheilkunde 196 (1970) 182-186

54. Wigand M.E., Spreng M., Bumm P., Mederer
Electronic Evaluation of Electromyograms in Facial Nerve Paralysis
Archives of Oto-Laryngology 95 (1972) 324-330

55. Bumm P., Finkenzeller P., Kallert S.
Ableitung von intratemporalen Aktionspotentialen des N. facialis im äußeren Gehörgang
Bd. 207, Heft 2 (1974) Kongressbericht 1974/II

56. Yanagihara N., Kishimoto M.
Electrodiagnosis in facial palsy
Archives of Oto-Laryngology 95 (1972) 376-382

57. Zülch K.J.
Idiopathic facial paresis
aus Hdb. of clinical neurology Bd. 8/Part. II
Elsevier Verlag: Amsterdam (1970)

